

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6005956号
(P6005956)

(45) 発行日 平成28年10月12日 (2016. 10. 12)

(24) 登録日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/14

請求項の数 2 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-58268 (P2012-58268)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年3月15日 (2012. 3. 15)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-188421 (P2013-188421A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年9月26日 (2013. 9. 26)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成26年12月17日 (2014. 12. 17)		特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	内海 勲
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	宮島 泰夫
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	本郷 宏信
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送信信号が超音波プローブを介して被検体内に超音波信号を送信する送信部と、送信直後から受信期間内に被検体内で反射されて得られた受信信号を増幅する増幅部を含む受信部と、を有する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブの出力部と前記増幅部の間に配置され、前記出力部から受信信号を受けるとともに前記増幅部へ受信信号を送出する接続点を有し、ダイオードと抵抗を含む同じ構成の第1の直列回路と第2の直列回路が、前記第1の直列回路は前記ダイオードのカソード側の一端を、前記第2の直列回路は前記ダイオードのアノード側の一端を、前記接続点に接続して備えられ、前記第1の直列回路の他端に正の電圧を与え、前記第2の直列回路の他端に前記正の電圧と同じ大きさで逆極性の負の電圧を与える電圧発生部を有する減衰部と、

前記電圧発生部に対して、前記正の電圧及び前記負の電圧の大きさを、前記送信直後は、前記第1の直列回路のダイオードが前記送信直後の受信信号の正側の電圧で導通する電圧にさせ、前記第2の直列回路のダイオードが受信信号の負側の電圧で導通する電圧にさせ、その後、時間経過に応じて、前記電圧の大きさを小さくさせ、受信信号の受信期間より短い所定期間経過後に前記電圧を零にするバイアス制御部と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記バイアス制御部は、前記正の電圧を v 及び前記負の電圧 $-v$ とし、ダイオードの順

方向電圧を V_f とし、前記送信直後の受信信号の電圧を E とし、その正側の電圧を $E = +V_{in}$ 、負側の電圧を $E = -V_{in}$ としたとき、

$E = -V_{in}$ のとき、前記第 1 の直列回路で式 (1) が成立し、 $E = V_{in}$ のとき、前記第 2 の直列回路で式 (2) が成立する大きさの前記正の電圧 v 及び前記負の電圧 $-v$ を発生させる、

$$-E + v > V_f \cdots \cdots \text{式 (1)}$$

$$E + v > V_f \cdots \cdots \text{式 (2)}$$

ただし、 $V_f > v$

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用の超音波診断装置は、被検者の体表に当接させた超音波プローブから超音波を体内に送信すると共に、体内の音響インピーダンスの相違する各部位で反射された超音波信号を受信し、その信号を基に体内の情報を示す超音波画像を生成する装置であり、その高い安全性から種々の診断に利用されている。

【0003】

20

図 7 に従来 of 超音波診断装置 200 の概略構成を示す。超音波診断装置 200 は、送信部 (パルス発生部) 201 と、送受信切換えスイッチ部 (以下、「TRSW」と呼ぶ。) 202 と、超音波プローブ 203 と、増幅部 204、処理部 205、表示部 206 とを備えている。送信部 201 から送信されるパルス信号 (以下、「送信信号」と呼ぶ。) が超音波プローブ 203 に入力されると、超音波プローブ 203 に内蔵された図示しない超音波振動子が送信信号に応じた超音波を発生する。体内で反射された超音波は超音波振動子で受けて電気信号に変換され、その電気信号 (以下、「エコー信号」と呼ぶ。) は、受信信号として TRSW 202 を介して増幅部 204 に入力され、所定の増幅率で増幅された後、処理部 205 で信号処理等が施され、これにより生成された超音波画像が表示部 206 に表示される。

30

【0004】

TRSW 202 は、図 8 に示すようにダイオードブリッジ回路 210 とクランプ回路 220 を組み合わせて構成されている。ダイオードブリッジ回路 210 は、バイアス電源 V_{10} 、 V_{11} と、それぞれバイアス電源 V_{10} 、 V_{11} に接続されるバイアス抵抗器 R_{10} 、 R_{11} と、ダイオード $D_{10} \sim D_{13}$ とを含んで構成されている。クランプ回路 220 は、接地され互いに極性が異なるダイオード D_{14} 、 D_{15} を含んで構成されている。

【0005】

ダイオードブリッジ回路 210 では、送信部 201 からパルス信号が送信された場合、送信信号の振幅が大きい (例えば、数 10 Vpp 以上) のので、高圧パルスが正のパルスであった場合にはダイオード D_{10} 、 D_{13} が逆バイアスでオフし、高圧パルスが負のパルスであった場合にはダイオード D_{11} 、 D_{12} が逆バイアスでオフする。このため、高圧パルスはダイオードブリッジ回路 210 とクランプ回路 220 で決まる振幅に制限され、そのまま通過することはない。つまり、送信時にはダイオードブリッジ回路 210 とクランプ回路 220 を組み合わせた振幅制限機能により増幅部 204 の入力は送信信号の高圧パルスから保護される。

40

【0006】

一方、超音波プローブ 203 を介して受信されたエコー信号のように、入力信号の振幅が小さい時 (例えば、数 100 mVpp 未満) には、入力信号はダイオードブリッジ回路 210 の抵抗器 R_{10} 、ダイオード $D_{10} \sim D_{13}$ 、抵抗器 R_{11} を経由して流れるバイアス電流よりも微弱であるため、ダイオード $D_{10} \sim D_{13}$ はオフしないので、入力信号

50

はそのまま通過する。

【 0 0 0 7 】

ここで、エコー信号が、例えば体表面付近における近距離の反射エコーである場合、そのエコー信号の振幅は増幅部 2 0 4 の入力振幅の飽和レベルを超える程大きい。クランプ回路 2 2 0 は、送信信号やエコー信号の振幅が、例えば後段の増幅器の飽和レベルを超えるような過大振幅であるような場合に、増幅部 2 0 4 飽和してしまい、体表面付近の画像を正しく表示できなくなる。なお、T R S W は上記の他に F E T 等の半導体スイッチで構成することもできる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【 0 0 0 8 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 6 8 0 9 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

上記した従来技術では、エコー信号が体表面付近において反射されたものである場合に、入力されたエコー信号の内、所定電圧以上の信号部分をカットしていたため、増幅器の出力信号波形は歪んでしまう。このような歪んだ信号波形に基づいて表示部に表示された超音波診断画像は、不要なアーチファクトを含んでしまうので、体表面付近において反射されたエコー信号を正確に再現（描画）できない。

20

【 0 0 1 0 】

実施形態は、前述の問題点を解決するためになされたものであり、エコー信号が体表面付近において反射されたものである場合にも、超音波画像を劣化させることなく、エコー信号を増幅する増幅器の飽和を防止することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

実施形態の超音波診断装置は、送信信号が超音波プローブを介して被検体内に超音波信号を送信する送信部と、送信直後から受信期間内に被検体内で反射されて得られた受信信号を増幅する増幅部を含む受信部と、を有する超音波診断装置であって、前記超音波プローブの出力部と前記増幅部の間に配置され、前記出力部から受信信号を受けるとともに前記増幅部へ受信信号を送出する接続点を有し、ダイオードと抵抗を含む同じ構成の第 1 の直列回路と第 2 の直列回路が、前記第 1 の直列回路は前記ダイオードのカソード側の一端を、前記第 2 の直列回路は前記ダイオードのアノード側の一端を、前記接続点に接続して備えられ、前記第 1 の直列回路の他端に正の電圧を与え、前記第 2 の直列回路の他端に前記正の電圧と同じ大きさで逆極性の負の電圧を与える電圧発生部を有する減衰部と、前記電圧発生部に対して、前記正の電圧及び前記負の電圧の大きさを、前記送信直後は、前記第 1 の直列回路のダイオードが前記送信直後の受信信号の正側の電圧で導通する電圧にさせ、前記第 2 の直列回路のダイオードが受信信号の負側の電圧で導通する電圧にさせ、その後、時間経過に応じて、前記電圧の大きさを小さくさせ、受信信号の受信期間より短い所定期間経過後に前記電圧を零にするバイアス制御部と、を備えた。

30

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

【図 2】受信部の構成を示す図である。

【図 3】減衰部が動作しているときの T R S W 前段の信号波形と減衰部前段における信号波形を示す図である。

【図 4】減衰部が動作していないときの T R S W 前段の信号波形と減衰部前段における信号波形を示す図である。

【図 5】バイアス制御部の構成を示す図である。

50

【図 6 A】正極側における可変バイアス電源の供給を制御するのに用いられる制御データ
の一例を示す図である。

【図 6 B】負極側における可変バイアス電源の供給を制御するのに用いられる制御データ
の一例を示す図である。

【図 7】従来の超音波診断装置のブロック図である。

【図 8】入力保護回路の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

図 1 ~ 図 5 を参照して、実施形態に係る超音波診断装置 1 について説明する。図 1 は、
実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。図 2 は、受信部の構成を示す図であ
る。図 3 は、減衰部が動作しているときの T R S W 前段の信号波形と減衰部前段における
信号波形を示す図である。図 4 は、減衰部が動作していないときの T R S W 前段の信号波
形と減衰部前段における信号波形を示す図である。図 5 A は、正極側における可変バイ
ス電源の供給を制御するのに用いられる制御データの一例を示す図であり、減衰部のダイ
オードに供給されるバイアス電圧の時間変化を示した図である。図 5 B は、負極側にお
ける可変バイアス電源の供給を制御するのに用いられる制御データの一例を示す図であり、
減衰部のダイオードに供給されるバイアス電圧の時間変化を示した図である。

【 0 0 1 4 】

< 超音波診断装置の全体構成 >

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 5 と、送信部（パルス発生
部）1 1 と、受信部 1 2 と、処理部 2 1 と、バイアス制御部 2 3 と、操作部 2 5 と、表示
部 2 7 とを備えて構成されている。受信部 1 2 は、受信チャンネルごとに設けられ、T R
S W 1 3、減衰部 1 7 及び増幅部 1 9 を含んで構成されている。なお、受信部 1 2 は受信
チャンネル数と同じだけ設けられているが、説明の便宜上、図 1 には一つの受信部 1 2 の
み示すこととし、説明も受信部 1 2 を一つとして行うこととする。また、受信チャンネル
の数は後述する超音波振動子の数と同じである。なお、応用例として、送信、受信チャン
ネルの数を超音波振動子の数よりも少ないチャンネル数として、アナログスイッチを組み
合わせて、送受信チャンネルを切換えて全ての超音波振動子に接続できるような構成であ
ってもよい。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 1 5 は、生体に対して超音波を送受波する、複数の振動素子によって構
成されるアレイ状の超音波振動子を含んで構成される。なお、R 1 は、超音波プローブ 1
5 を等価的に信号源 V s とみなした場合の信号源インピーダンス（内部インピーダンス）
である。

【 0 0 1 6 】

送信部 1 1 は、送信信号（高圧パルス）を超音波プローブ 1 5 に内蔵された図示しない
超音波振動子に対して供給する。受信時において、超音波振動子から出力された受信信号
は、T R S W 1 3 を介して減衰部 1 7 に入力される。

【 0 0 1 7 】

送信部 1 1 からの送信信号が超音波プローブ 1 5 に入力されると、超音波プローブ 1 5
の超音波振動子が送信信号に応じた超音波を発生する。体内で反射された超音波は超音波
振動子により電気信号に変換される。この電気信号（以下、「エコー信号」と呼ぶ。）は、
受信信号として T R S W 1 3 に入力される。T R S W 1 3 に入力されたエコー信号は、
減衰部 1 7 を介して増幅部 1 9 へ入力される。増幅部 1 9 によって増幅されたエコー信号
は、処理部 2 1 へと送られ、そこで所定の信号処理等が行われることによって超音波画像
が構成される。

【 0 0 1 8 】

取得された超音波画像データは図示しない表示制御部に入力され、表示部 2 7 の画面上
に表示可能な形式に変換される。そして超音波画像が表示部 2 7 に表示される。なお、バ
イアス制御部 2 3 は、減衰部 1 7 に設けられた後述する可変バイアス電源によるバイアス

10

20

30

40

50

電圧の供給を制御する（詳細は後述する）。

【 0 0 1 9 】

T R S W 1 3 は、図 2 に示すようにダイオードブリッジ回路（高圧遮断用スイッチング回路）3 1 とクランプ回路（振幅制限回路）3 4 を組み合わせて構成されている。ダイオードブリッジ回路 3 1 は、極性を同じにして直列に接続されたダイオード D 1 , D 3 の組み合わせと、同様に極性を同じにして直列に接続されたダイオード D 2 , D 4 の組み合わせとを並列に接続（いわゆるブリッジ接続）した構成となっている。

【 0 0 2 0 】

ダイオード D 1 , D 2 のアノード側には、バイアス電源 V 1 に接続されるバイアス抵抗 R 3 が接続されている。ダイオード D 3 , D 4 のカソード側には、バイアス電源 V 2 に接続されるバイアス抵抗 R 4 が接続されている。クランプ回路 3 4 は、接地され互いに極性が異なるダイオード D 5、D 6 を含んで構成されている。

10

【 0 0 2 1 】

減衰部 1 7 は、信号線 L 1 に接続された抵抗 R 5、ダイオード D 7 及び可変バイアス電源 V 3 を含む第 1 の回路 1 7 a と、信号線 L 1 に接続された抵抗 R 6、ダイオード D 8 及び可変バイアス電源 V 4 を含む第 2 の回路 1 7 b とを並列に接続して構成される。減衰部 1 7 には、可変バイアス電源 V 3 , V 4 におけるバイアス電圧を制御するバイアス制御部 2 3 が接続されている。バイアス制御部 2 3 の制御は操作部 2 5 からの選択指示により予め設定された制御データ（後述する）に基づいて行われる。これについての詳細は後述する。

20

【 0 0 2 2 】

ダイオード D 7 のアノード側には可変バイアス電源 V 3 が接続され、カソード側には抵抗 R 5 が接続されている。ダイオード D 8 のカソード側には可変バイアス電源 V 4 が接続され、アノード側には抵抗 R 6 が接続されている。

【 0 0 2 3 】

増幅部 1 9 は、増幅器（プリアンプ）4 0 を備えて構成され、入力されたエコー信号を所定の増幅率で増幅する。なお、R 2 は、増幅部 1 9 の等価的な入力インピーダンス（抵抗）である。

【 0 0 2 4 】

処理部 2 1 では、増幅されたエコー信号に公知の信号処理（例えば、A / D 変換処理、遅延加算処理等）を施し、これにより生成された超音波画像が表示部 2 7 に表示される。

30

【 0 0 2 5 】

< T R S W 1 3 の動作 >

次に、T R S W 1 3 の動作について、送信信号および受信信号のそれぞれの流れに沿って説明する。

【 0 0 2 6 】

送信部 1 1 は、図示しない送信制御部から入力される所定の送信タイミング信号により高圧パルス波（以下、「送信信号」と呼ぶ。）を出力する。この送信信号は、超音波プローブ 1 5 の超音波振動子を駆動する通常 1 0 0 V p p 程度の大振幅を有し、T R S W 1 3 の入力を経由して超音波プローブ 1 5 に送出される。この大振幅の送信信号は、超音波振動子に印加される。超音波振動子は送信信号の印加により励振し、超音波プローブ 1 5 は超音波信号を放射する。

40

【 0 0 2 7 】

なお、上記した送信信号は、T R S W 1 3 において振幅制限されるので、送信信号がそのまま増幅部 1 9 側には印加されない。この原理は、前記従来例の説明部分ですでに上述しているのでここではその説明を省略する。

【 0 0 2 8 】

次に、超音波プローブ 1 5 から放射された超音波信号が、被検体内部の生体組織により反射され、その反射されたエコー信号（受信信号）が再びこの超音波プローブ 1 5 に受信される。

50

【 0 0 2 9 】

このエコー信号の信号レベルは通常数 10 mV p p 以下と T R S W のダイオード D 5、D 6 の順方向電圧で制限される概略 ± 0.7 V よりも非常に小さいため、エコー信号はそのまま T R S W を通過する。通過したエコー信号は減衰部 17 に入力される。

【 0 0 3 0 】

< 減衰部 17 の動作 >

ダイオード D 7 の順方向電圧を V_f とし、ダイオード D 7 のアノード側の電圧 (可変バイアス電源 V 3 のバイアス電圧) を v_3 とし、エコー信号受信時における受信部 2 の入力電圧 (T R S W 13 の入力電圧 (ノード P 1 における電圧) E) を $\pm V_{in}$ とすると、ダイオード D 7 は $E = -V_{in}$ が到来したとき、以下の数式 (1) の関係を満たしたときに導通する。

$$\begin{aligned} -E + v_3 &= V_{in} + v_3 > V_f \cdots \cdots (1) \\ \text{ただし、} V_f &> v_3 \end{aligned}$$

【 0 0 3 1 】

ダイオード D 8 の順方向電圧を V_f とし、ダイオード D 8 のカソード側の電圧 (可変バイアス電源 V 4 のバイアス電圧) を $-v_4$ とすると、ダイオード D 8 は、入力電圧 $E = +V_{in}$ が到来したとき、以下の数式 (2) の関係を満たしたときに導通する。 $-v_4$ は通常、 $-$ 数 100 mV 程度の電圧を持つことでダイオード D 5、D 6 の動作電圧よりも小さい電圧で D 8 をオンさせることが出来る。

$$\begin{aligned} E + v_4 &= V_{in} + v_4 > V_f \cdots \cdots (2) \\ \text{ただし、} V_f &> v_4 \end{aligned}$$

【 0 0 3 2 】

ところで、エコー信号は、被検体を伝播するときに減衰の影響を受ける。つまり被検体表面からの深さが深いほど信号レベルの減衰量が増大していくことになる。従って、被検体表面付近において反射されたエコー信号と被検体表面から十数 cm 程度の深さまで行ったところで反射されたエコー信号とを比較すると、被検体表面付近において反射されたエコー信号の方が被検体表面から十数 cm 程度の深さまで行ったところで反射されたエコー信号よりも信号振幅 (信号レベル) が遥かに大きい。

【 0 0 3 3 】

本発明では、被検体表面付近において反射されたエコー信号を受信した場合には、減衰部 17 を動作させて、増幅部 19 の入力電圧を減少させるように増幅部 19 の前段における分圧比を変更する。一方、被検体表面から所定の深さまで行って反射された信号を受信した場合には、減衰部 17 の動作を停止させて、T R S W 13 に入力されたエコー信号をそのまま増幅部 19 に入力するようにする。

【 0 0 3 4 】

まず、被検体表面付近で反射された信号を受信した場合における減衰部 17 の動作について説明する。以下では、ダイオード D 7、D 8 の順方向電圧 V_f を例えば 0.7 V、被検体表面付近において反射されたエコー信号 S 1 (図 3 参照) のノード P 1 における入力電圧 $E = \pm V_{in}$ を、例えば ± 1 V とし、可変バイアス電源 V 3 のエコー信号 S 1 受信直後におけるバイアス電圧 v_3 を、例えば 0.4 V とし、可変バイアス電源 V 4 のエコー信号 S 1 受信直後におけるバイアス電圧 $-v_4$ を、例えば -0.4 V として説明する。

【 0 0 3 5 】

受信部 2 が、被検体表面付近において反射されたエコー信号 S 1 を受信したとき、入力電圧 $E = -V_{in}$ が到来したとき、電圧 $-V_{in}$ ($= -1$ V)、バイアス電圧 v_3 ($= 0.4$ V)、ダイオード D 7 の順方向電圧 V_f ($= 0.7$ V) の条件を上記数式 (1) に代入すると、 $1 + 0.4 > 0.7$ となり、上記した数式 (1) の関係を満たすので、ダイオード D 7 はオンする。同様に、入力電圧 $E = +V_{in}$ が到来したとき、電圧 V_{in} ($= +1$ V)、バイアス電圧 $-v_4$ ($= -0.4$ V、つまり $v_4 = 0.4$ V)、ダイオード D 8 の順方向電圧 V_f ($= 0.7$ V) の条件を上記数式 (2) に代入すると、 $1 + 0.4 > 0.7$ となり、上記した数式 (2) の関係を満たすので、ダイオード D 8 はオンする。

【 0 0 3 6 】

ダイオード D 7 , D 8 がオンすると、減衰部 1 7 の入力側のノード P 2 におけるエコー信号 S 2 (図 3 参照) の電圧 V_{out} は、以下の数式 (3) で求められる。

$$V_{out} = R_x \cdot V_{in} / (R_1 + R_x) \cdot \cdot \cdot \cdot (3)$$

なお、ダイオード D 7 , D 8 を理想的なスイッチと仮定している。実際にはダイオード D 7 , D 8 のオン抵抗が加味されることになるが、ダイオード D 7 , D 8 のオン抵抗よりも抵抗 R 5 , R 6 の抵抗値が十分に大きければ概略上記 (3) 式が成り立つ。

【 0 0 3 7 】

ここで、 R_x は、以下の数式 (4) で求められる。なお、抵抗 R 5 と抵抗 R 6 は電圧 V_{in} に対し、半波ずつ効いてくるので抵抗 R 5 と抵抗 R 6 で 1 波長分 (正負の両波) の働きをする。したがって、 $R_5 = R_6$ とすることで波形の対称性を確保させることができる。

$$R_x = R_2 \cdot R_5 / (R_2 + R_5) \cdot \cdot \cdot \cdot (4)$$

【 0 0 3 8 】

ここで、仮に抵抗 R 1 , R 2 を 2 0 0 Ω 、抵抗 R 5 及び抵抗 R 6 をそれぞれ 5 0 Ω とすると、電圧 V_{out} については、 $V_{out} = 0 . 1 6 7 V_{in}$ となる。

【 0 0 3 9 】

したがって、体表面付近において反射されたエコー信号 S 1 を受信した直後において、増幅部 1 9 に入力されるエコー信号の振幅 (信号電圧レベル) を低減させることができる。その様子を図 3 に示す。図 3 に示されたエコー信号 S 1 , S 2 については、説明の便宜上、受信部 1 2 を構成する抵抗 R 1 ~ R 4 の抵抗値が上記した値とは異なる値を用いている場合において、増幅部 1 9 の前段に流れる信号である。

【 0 0 4 0 】

図 3 の例では、ノード P 1 におけるエコー信号 S 1 の振幅は、 $\pm 1 . 0 V$ であり、ノード P 2 におけるエコー信号 S 2 の振幅は、 $\pm 0 . 4 V$ 程度にまで小さくなっており、大振幅のエコー信号 S 1 が受信部 2 に入力された場合にその振幅 (信号電圧レベル) が増幅部 1 9 の前段で低減されているのがわかる。なお、図 3 の例では、 $V_{out} = 0 . 4 V_{in}$ である。

【 0 0 4 1 】

その後、時間の経過にしたがって体表面付近からより深い位置にまで行って反射されたエコー信号が次々と受信される。ここで、増幅部 1 9 を構成する増幅器 4 0 を飽和させることがない程度にまでエコー信号の振幅が小さくなってきたら、バイアス電圧 v_3 , v_4 の供給を停止し、ダイオード D 7 , D 8 をオフさせる。

【 0 0 4 2 】

ダイオード D 7 , D 8 がオフすると、減衰部 1 7 の入力側のノード P 2 における電圧 V_{out} は、以下の数式 (5) で求められる。

$$V_{out} = R_1 \cdot V_{in} / (R_1 + R_2) \cdot \cdot \cdot \cdot (5)$$

【 0 0 4 3 】

したがって、電圧 V_{out} については、抵抗 R 1 , R 2 を 2 0 0 Ω とすると、 $V_{out} = 0 . 5 V_{in}$ となる。このため、減衰部 1 7 が動作を停止した後、超音波プローブ 1 5 から出力されるエコー信号は、ほぼそのままの状態を維持しながら増幅部 1 9 に入力される。この様子を図 4 に示す。信号 S 3 は、増幅器 4 0 を飽和させることがない程度にまで振幅 (例えば、電圧 4 0 m V p p) が小さくなった信号であり、信号 S 4 は、ノード P 2 におけるエコー信号である。図 4 に示すように小振幅のエコー信号 S 3 が T R S W 1 3、減衰部 1 7 を介してほぼそのままの状態増幅部 1 9 に入力されているのがわかる。つまり、小信号振幅の場合、減衰部 1 7 はエコー信号に対して特性を劣化させるような影響を及ぼすことはない。

【 0 0 4 4 】

ここで、減衰部 1 7 は、被検体表面付近から反射するエコー信号 S 1 (S 3) の振幅レベルに関連付けられ、送信信号の送信終了直後からの経過に伴って変化する複数の電圧波

10

20

30

40

50

形情報に基づいて、送信終了直後から所定時間が経過するまで動作し、所定時間が経過した後に動作を停止するように動作する。ここで、所定時間とは送信終了直後からエコー信号の受信継続時間よりも短い時間で、送信直後から体表面付近の近距離エコー信号を受信している時間をいう。なお、送信部 11 の送信時間と受信部 12 の受信時間とを合わせて 1 周期となる。

【 0 0 4 5 】

具体的には、可変バイアス電源 V3 は、送信終了直後から所定時間が経過するまで正電位から零電位に向かってバイアス電圧をダイオード D7 に供給し、所定時間が経過した後にダイオード D7 への電圧供給を停止する。可変バイアス電源 V4 は、送信終了直後から所定時間が経過するまで負電位から零電位に向かってバイアス電圧をダイオード D8 に供給し、所定時間が経過した後にダイオード D8 への電圧供給を停止する。

10

【 0 0 4 6 】

< バイアス電圧の制御 >

上記したバイアス電圧の供給制御は、バイアス制御部 23 で行われる。このバイアス制御部 23 は、図 5 に示すように制御部 23A と、記憶部 23B とを備えて構成されている。記憶部 23B には、例えば、図 6A 及び図 6B に示すようなバイアス電圧波形が記憶されている。

【 0 0 4 7 】

制御部 23A は、操作部 25 から設定されたバイアス制御モード指示に基づく制御モードを記憶部 23B から読み出して、これに基づく制御信号を減衰部 17 に入力するようになっている。

20

【 0 0 4 8 】

ここで、制御部 23A は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphic Processing Unit)、FPGA (Field Programmable Gate Array)、又は ASIC (Application Specific Integrated Circuit) と、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 又は HDD (Hard Disc Drive) とを含んで構成されている。また、記憶部 23B としては、例えば、ROM、RAM 又は HDD 等が挙げられる。

【 0 0 4 9 】

30

記憶部 23B には、被検体表面付近から反射するエコー信号 S1 の振幅レベルに関連付けられ、送信信号の送信終了直後からの経過に伴って変化する複数のバイアス電圧波形情報 (制御データ) が予め記憶されている。操作部 25 を介してこの記憶部に記憶されている複数のバイアス電圧波形情報の中から最適の波形がユーザにより選択される。バイアス制御部 23 は、ユーザにより選択されたバイアス電圧波形を決定し、決定されたバイアス電圧波形に基づいて減衰部 17 に対するバイアス制御を実行する。なお、操作部 25 としては、例えばキーボードや各種操作ボタン、トラックボール等が挙げられる。可変バイアス電源 V3、V4 のそれぞれは、決定された電圧波形情報にしたがってダイオード D7、D8 にバイアス電圧を供給する。

【 0 0 5 0 】

40

バイアス制御部 23 は、超音波の送受信周期と同期した周期で、超音波の送信終了直後から所定時間だけ供給され、操作部 25 を介して選択・決定されたバイアス電圧波形に基づいてバイアス電圧を変化させるように可変バイアス電源 V3、V4 を制御する。

【 0 0 5 1 】

可変バイアス電源 V3 については、送信終了直後のバイアス電圧 (正電圧) の値を最大 (400mV) とし、時間の経過と共にバイアス電圧の供給量が徐々に減少していく。その後、送信信号の超音波プローブ 15 への供給停止直後から所定時間が経過すると、バイアス電圧の供給が停止される。バイアス制御部 23 は、このバイアス電圧の供給量を、エコー信号 (受信信号) のレベルに対応して変化させている。例えば、ノード P2 における電圧 Vout が徐々に減少していく場合、その減少率に応じてバイアス電圧の供給量を変

50

化させる。そして、ノードP2における電圧Voutが増幅部19の増幅器40を飽和させない程度まで減少した場合に、バイアス電圧の供給を停止させる。

【0052】

ここで、所定時間とは、送信終了直後からエコー信号の振幅レベルが増幅器40を飽和させない程度まで減少するまでに要する時間である。この時間は、例えば、被検体の体型や検査環境（超音波プローブ種類や動作モード等）に応じて様々である。このため、あらかじめ様々な被検体の体型や検査環境の下で複数のバイアス電圧波形を確保しておくことが望ましい。ここで記載している「バイアス電圧（正電圧）の値を最大（400mV）」は一例であり、増幅器19の飽和レベルと入力信号レベル等の条件により適宜決められる。

10

【0053】

可変バイアス電源V4については、送信終了直後のバイアス電圧（負電圧）の値を最大（-400mV）とし、時間の経過と共にバイアス電圧の供給量が徐々に増加していく。その後、送信信号の超音波プローブ15への供給停止直後から所定時間が経過すると、バイアス電圧の供給が停止される。バイアス制御部23は、このバイアス電圧の供給量を、エコー信号（受信信号）のレベルに対応して変化させている。

【0054】

なお、バイアス制御部23では、可変バイアス電源V3で発生するバイアス電圧の最大値をダイオードD7の順方向電圧Vf未満とするように設定し、可変バイアス電源V4で発生するバイアス電圧の最大値をダイオードD8の順方向電圧未満とするように設定することが望ましい。

20

【0055】

このように設定すれば、例えば、被検体表面から所定の深さで反射されたエコー信号（小振幅のエコー信号）が受信されたときでも、減衰部17のダイオードD7、D8がオンすることはないので、小振幅のエコー信号の減衰停止を確実に行うことができる。

【0056】

バイアス電圧を上記のように変化させることにより、振幅レベル（信号レベル）の高い被検体表面付近からのエコー信号については減衰部17を通過する際に大きく減衰させ、信号レベルの低い深部領域からのエコー信号は信号強度を維持したまま減衰部17を通過させることができる。

30

【0057】

また、バイアス電圧を図6A、図6Bのように変化させるための制御データは、例えば以下のような方法によって作成することができる。

【0058】

制御データは、被検体から反射したエコー信号の信号レベル（被検体表面からの深さ）に応じて、増幅器19のゲインを可変したり、AD変換後のデジタル信号のゲインを調整したりして作成される。この制御データは、増幅器19の入力に換算した飽和レベルよりも大きな受信信号を減衰させるように構成される。制御データは、通常、超音波プローブの種類、動作モード（断層像を表示するBモード、血流のドップラ信号を表示するドップラモード等）により切換えられる。

40

【0059】

なお、上記した実施形態において、送信から受信までの帰投時間（被検体表面からの深さ）に応じて受信利得（受信ゲイン）を調整するTGC機能を上記した制御データ作成方法に連動させて制御データを作成してもよい。

【0060】

ここで、TGC機能を発揮させるために、タイムゲインコントロール（以下、「TGC」と呼ぶ。）処理部（図示せず）及びTGC処理に関するTGCデータを設定する設定部（図示せず）を減衰部17の後段に設ける。このTGCによる受信ゲイン調整を連動させることにより、作成する制御データの内容をより細かく設定することができ、結果として作成する制御データの種類を増加させることができる。

50

【 0 0 6 1 】

このようにして、送信終了直後からの経過時間に対応したバイアス電圧の値が決定する。バイアス制御部 23 内の記憶部には上記のように得られたバイアス電圧波形が所定数予め記憶される。送信開始前に操作部 25 を介して記憶部に記憶されている複数のバイアス電圧波形から所望のバイアス電圧波形が選択され、バイアス制御部 23 は、選択されたバイアス電圧波形に基づいて可変バイアス電源 V3, V4 を制御する。

【 0 0 6 2 】

上記したバイアス電圧波形の一例を図 6A, 図 6B に示す。図 6A に示したバイアス電圧波形は、送信終了直後 ($T = 0$) に 400 mV のバイアス電圧 v_3 をダイオード D7 に供給し、5.0 μ sec 経過した時点でダイオード D7 に供給するバイアス電圧 v_3 を 200 mV にまで減少し、10.0 μ sec 経過した時点 (上記説明の所定時間に相当) でダイオード D7 へのバイアス電圧の供給を停止するような波形である。

10

【 0 0 6 3 】

図 6B に示したバイアス電圧波形は、送信終了直後 ($T = 0$) に -400 mV のバイアス電圧 v_4 をダイオード D8 に供給し、5.0 μ sec 経過した時点でダイオード D8 に供給するバイアス電圧 v_4 を -200 mV にまで増加し、10.0 μ sec 経過した時点 (上記説明の所定時間に相当) でダイオード D8 へのバイアス電圧の供給を停止するような波形である。

【 0 0 6 4 】

なお、図 6A, 図 6B で、0.0 μ sec ~ 10.0 μ sec の期間において、ダイオード D7, D8 は、信号の半波ごとに、概念的には、オンからオフまで動作することにより、その間のそれぞれの抵抗値が R5, R6 に直列に入ることになる。

20

【 0 0 6 5 】

FET 等を用いた半導体スイッチやダイオードスイッチ、メカニカルスイッチ等を利用すると、スイッチの切換え時に制御信号がエコー信号にクロストークすることによるスイッチングノイズがエコー信号に加算されてしまう。したがって減衰部 17 のスイッチ制御を受信時間だけで制御する場合、仮に信号振幅が微小なタイミングであれば、スイッチングノイズが画像に表示されてしまう。一方、本実施形態では、FET 等を用いた半導体スイッチを用いずに減衰部 17 のスイッチ制御を行っているので、上記した問題点は生じない。

30

【 0 0 6 6 】

また、信号の半波ごとにオン/オフを制御する本発明の場合、減衰部 17 をオン/オフするスイッチは必ずエコー信号振幅が大振幅の場合だけ動作し、その前記のスイッチングノイズは信号振幅に重畳するので、画像には表れない。

【 0 0 6 7 】

< 効果 >

本実施形態の超音波診断装置 1 は、正負両極性の送信信号が超音波プローブ 15 を介して被検体内で反射されて得られた受信信号を処理する受信部 2 を備える。受信部 2 は、送信信号の受信部 2 への回り込みを防止する TRSW13 と、受信信号を増幅する増幅部 19 と、TRSW13 と増幅部 19 の間に配置され、受信信号を減衰させる減衰部 17 とを備える。減衰部 17 は、送信終了直後から受信時間より短い所定時間を経るまで減衰量を大から小へ変化させる。

40

【 0 0 6 8 】

具体的には、減衰部 17 は、第 1 の回路 17a と第 2 の回路 17b を有して構成される。第 1 の回路 17a は、直列接続されたダイオード D7 と抵抗 R5 を含み、正電位から零電位に向かって変化するバイアス電圧 v_3 を発生する可変バイアス電源 V3 を備えて構成される。第 2 の回路 17b は、直列接続されたダイオード D8 と抵抗 R6 を含み、負電位から零電位に向かって変化するバイアス電圧 v_4 を発生する可変バイアス電源 V4 を備えて構成される。

【 0 0 6 9 】

50

可変バイアス電源 V 3 は、送信終了直後から所定時間が経過するまで正電位から零電位に向かってバイアス電圧をダイオード D 7 に供給し、所定時間が経過した後にダイオード D 7 へのバイアス電圧供給を停止する。可変バイアス電源 V 4 は、送信終了直後から所定時間が経過するまで負電位から零電位に向かってバイアス電圧をダイオード D 8 に供給し、所定時間が経過した後にダイオード D 8 への電圧供給を停止する。

【 0 0 7 0 】

このように、被検体表面付近より深い位置において反射された振幅の小さいエコー信号を受信した場合には、減衰部 1 7 を動作させずに、エコー信号をそのままの状態を増幅部 1 9 に入力する。一方、被検体表面付近において反射された振幅の大きいエコー信号を受信した場合には、減衰部 1 7 を動作させ、増幅部 1 9 の前段における抵抗分圧比を小さくし、これによりエコー信号の振幅を減衰させる。

10

【 0 0 7 1 】

したがって、被検体表面付近において反射された振幅の大きいエコー信号が受信された場合でも、増幅部前段に至るまでに信号振幅が減衰され、結果として波形歪を抑制することができる。すなわち、本実施形態によれば、被検体表面付近において反射されたエコー信号を増幅する増幅器の飽和を防止するとともに、表示部に表示させる超音波画像の画像品質の向上を図ることができる。

【 0 0 7 2 】

また、本実施形態の超音波診断装置 1 は、受信信号のレベルに関連付けられ、送信終了直後からの経過に伴って変化する複数の電圧波形情報を記憶する記憶部と、記憶部から選択された電圧波形情報に基づいて可変バイアス電源 V 3 , V 4 に対して所定時間だけバイアス電圧を発生させるバイアス制御部 2 3 とを備える。バイアス制御部 2 3 は、予め記憶された関連付け情報の中から、可変バイアス電源 V 3 , V 4 で発生させる電圧波形情報を操作部 2 5 からの選択に応じてそれぞれ決定する。

20

【 0 0 7 3 】

このように、関連付け情報の中から適宜バイアス電圧波形のパターンを選択して決定できるので、例えば被験者の体型に応じて最適なバイアス電圧波形のパターンを選択することができる。したがって、被験者の体型にかかわらず常に正確な超音波画像を表示させることができる。

【 0 0 7 4 】

30

また、減衰部 1 7 が動作したときの減衰比が既知であるので、例えば A D 変換後に振幅に応じた減衰比を補正することで元の信号をより正確に再現することができる。

【 0 0 7 5 】

以上、本発明の実施形態を説明したが、この実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。この実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。この実施形態は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

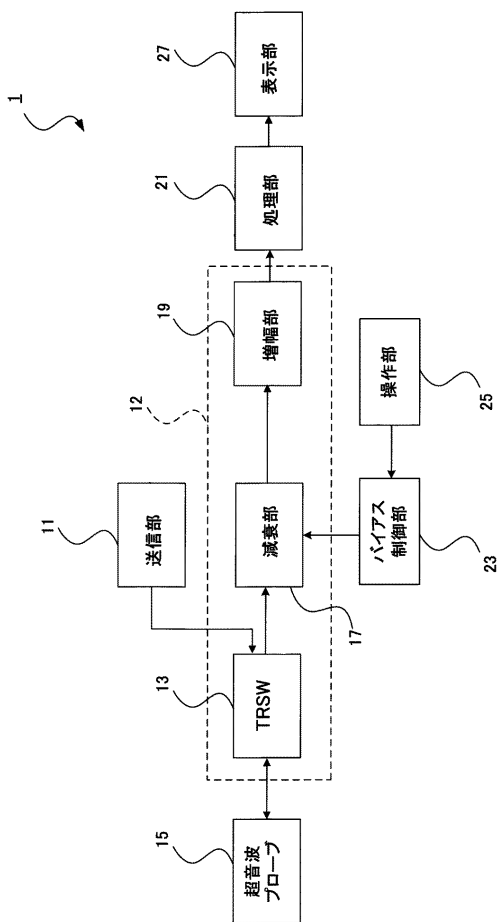
40

- 1 超音波診断装置
- 1 1 送信部
- 1 2 受信部
- 1 3 送受信切換えスイッチ部 (T R S W)
- 1 5 超音波プローブ
- 1 7 減衰部
- 1 9 増幅部
- 2 1 処理部
- 2 3 バイアス制御部
- 2 3 A 制御部

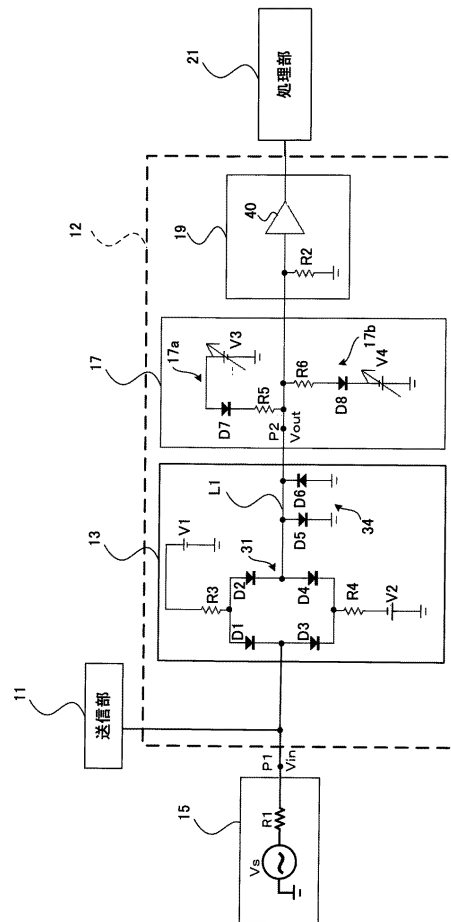
50

2 3 B 記憶部
2 5 操作部
2 7 表示部

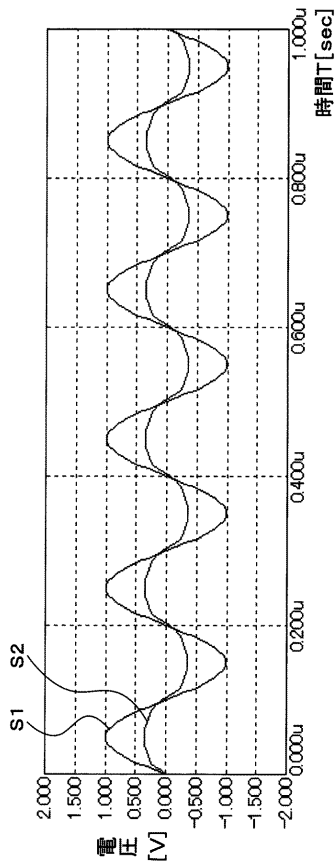
【図 1】



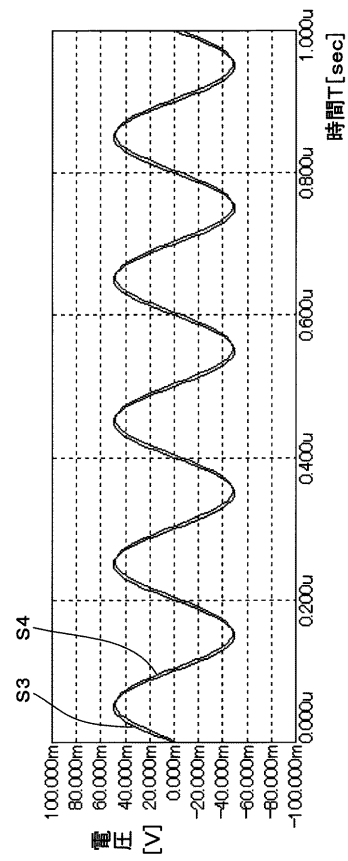
【図 2】



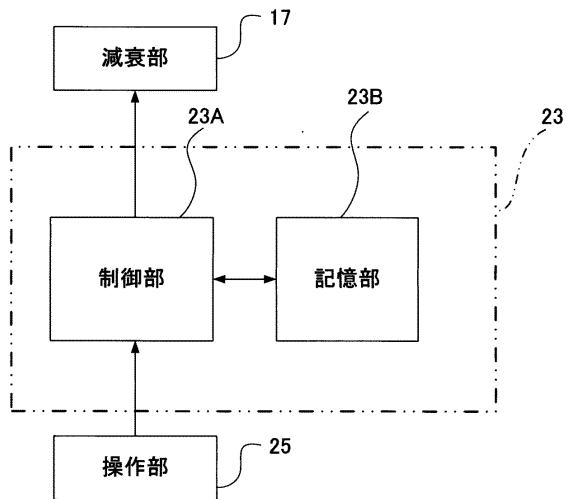
【図 3】



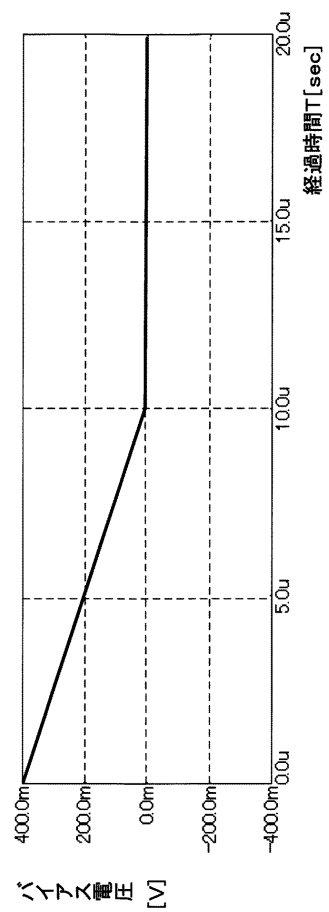
【図 4】



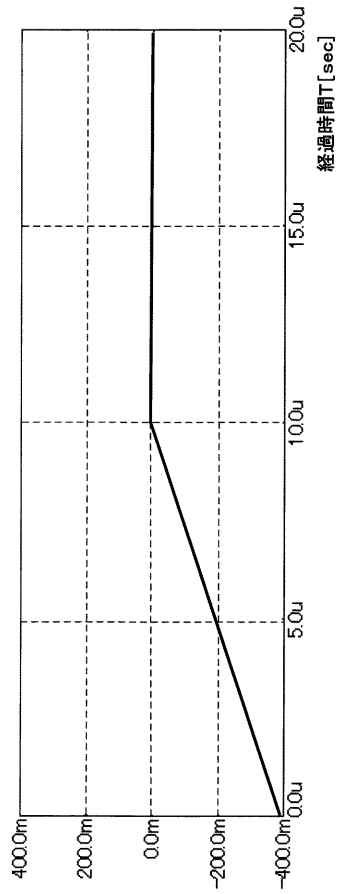
【図 5】



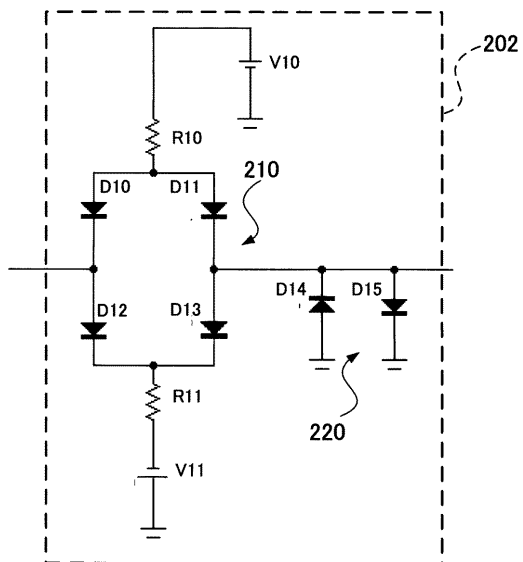
【図 6 A】



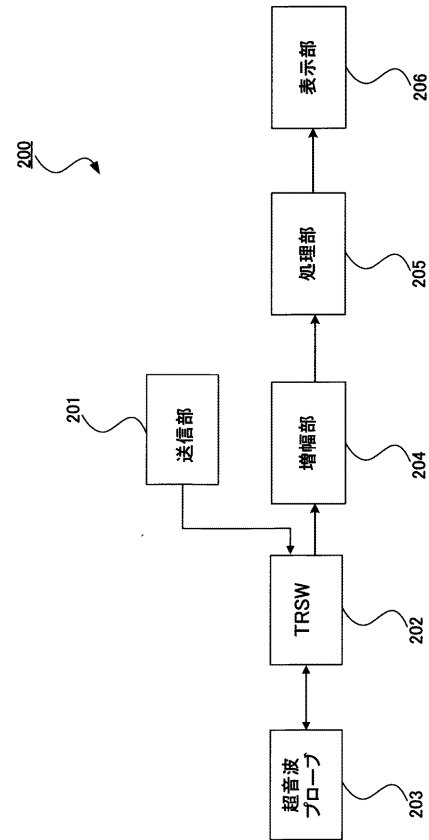
【図 6 B】



【図 8】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 平野 亨
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 坂口 文康
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 岩間 信行
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 3 1 2 8 3 9 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 1 5 5 2 8 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 4 8 6 4 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 0 8 6 8 4 (J P , A)
特開平 0 4 - 0 9 6 7 4 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6005956B2	公开(公告)日	2016-10-12
申请号	JP2012058268	申请日	2012-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	内海 勲 宮島 泰夫 本郷 宏信 平野 亨 坂口 文康 岩間 信行		
发明人	内海 勲 宮島 泰夫 本郷 宏信 平野 亨 坂口 文康 岩間 信行		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/HH01 4C601/JB13		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2013188421A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够防止放大器饱和的超声波诊断装置，用于放大回波信号而不会使超声波图像劣化。解决方案：超声诊断设备包括：传输部分，用于允许传输信号经由超声探头将超声信号传输到对象；接收部分，用于处理通过对象内部的反射获得的接收信号。接收部分包括：发送/接收转换开关部分，用于发送/接收分离，以防止发送信号潜入接收部分；放大部分，用于放大接收信号；衰减部分，设置在发送/接收转换开关部分和放大部分之间，并衰减接收信号。衰减部分随着接收时间的流逝将衰减量从大量改变为少量，从而在传输结束后立即衰减来自短距离的反射信号以接收具有大振幅的信号，并且不会衰减信号幅度小的长距离信号。

【 図 1 】

